Aus der Abteilung für Augenheilkunde
(Leiter: Prof.Dr. J. Wollensak)
der Augenklinik und Poliklinik
des Universitätsklinikums Charlottenburg
der Freien Universität Berlin

Über das Resonanzverhalten des Kaninchenauges in vivo

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Wulf-Rüdiger Arp
aus Stuttgart

1986

Aus der Abteilung für Augenheilkunde

(Leiter: Prof. Dr. J. Wollensak)

der Augenklinik und Poliklinik des Universitätsklinikums Charlottenburg der

Freien Universität Berlin

Über das Resonanzverhalten des Kaninchenauges in vivo

Dissertation

zur

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt Wulf-Rüdiger Arp

aus Stuttgart

Referent: Herr Prof. Dr. J.Wollensak

Korreferent: Frau Prof. Dr. B.Schmidt

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Freien Universität Berlin

Promoviert am 5. Dezember 1986

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549614_0003

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung 7

2. Fragestellung 10

3. Theorie 13

3.1 Erzwungene gedämpfte Schwingung 14

3.2 Anwendung auf den Bulbus 19

4. Versuchsaufbau

4.1 Erregungs-und Sensorsystem 22

4.2 Vorversuche 25

4.3 Ergebnis der Vorversuche 27

4.4 Anforderung an den Tierversuch 32

4.5 Durchführung der Tierversuche 33

4.6 Auswertung 35

5. Ergebnisse

5.1 Beschreibung der Resonanz, der Dämpfung und der Phasenverschiebung 36

5.2 Resonanzverschiebung bei verschiedenen intraokulären Drücken 40

6. Diskussion 43

7. Zusammenfassung 54

8. Literaturverzeichnis 56

Danksagung 62

Lebenslauf 63

1. EINLEITUNG

Die Hypothese, den Bulbus Oculi des Menschen in vivo als ein mechanisch schwingendes System anzusehen, wurde schon von COERMANN 1938 im Rahmen einer Schwingungsstudie näher untersucht. Er führte die Seh- und Konzentrationsstörungen von Bomberpiloten auf Eigenschwingungen des Auges zurück. Die experimentellen Untersuchungen am Menschen, die im Kopfbereich bis 140 Hz als zuverlässig angesehen werden können, zeigten ein Resonanzverhalten in den Frequenzbereichen 25 Hz und 60-90 Hz.

Ein anderes, von OHLBAUM 1978 angewandtes photographisches Verfahren ermittelte eine Resonanz bei 18 Hz.

In einer Studie von MALESSA und Mitarbeitern (1981) über die Volumenelastizität des Kaninchenauges wird der Augapfel als harmonischer Oszillator betrachtet und die geschätzte Resonanzfrequenz des gedämpft schwingenden Bulbus mit 500 Hz angegeben.

KREUTZER lieferte 1982 mit einem direkten Kontusionsversuch eine interessante in-vivo-Studie am Kaninchenauge, in der er eine Schwingung des intaokulären Druckes (IOP) mit einer Frequenz von ca. 300 Hz erzeugen und aufzeichnen konnte.

Andere Beschleunigungsversuche von DUPUIS und HARTUNG zur Ermittlung des biomechanischen Schwingverhaltens wurden 1979 an Primaten mit Frequenzen von 5-80 Hz durchgeführt. Die Versuche ergaben ein Resonanzverhalten im Bereich von 25-30 Hz und einen weiteren Kurvenanstieg bei ca. 60 Hz.

Bei allen genannten Untersuchungen wurden dynamische, jedoch indirekte Meß- und Beschleunigungsmethoden angewandt und/oder die Beschleunigungskräfte waren so groß, daß sie dem Meßobjekt "Auge" als äußerst komplexes Schwingsystem nur unzureichend oder überhaupt nicht gerecht werden.

Bis heute konnte noch nicht eindeutig geklärt werden, welche viskoelastischen Anteile und Komponenten des Augapfels an einem Schwingvorgang beteiligt sind und welche anatomischen Strukturen ein Dämpfungsverhalten bewirken.

Insbesondere in Zusammenhang mit der Contusio Bulbi gewinnt diese Frage besonderes Gewicht, wird doch gerade ein ausschwingendes Druck-Sog-Verhalten für die intraokulären Schäden verantwortlich gemacht (KROLL u. Mitarbeiter 1983).

Die dynamischen Meßverfahren erbrachten gegenüber den statischen und quasistatischen Untersuchungsmethoden eine Anzahl von unterschiedlichen Ergebnissen, die beachtenswert sind.

VOGELSANG konnte bereits 1927 mit seinem ballistischen Elastometer nachweisen, daß am Auge gedämpfte Schwingungen erzeugt werden können, die mechanisch auf Filmstreifen aufgezeichnet wurden. Die Grenzen der Aufnahmetechnik ließen eine genaue Auswertung zu diesem Zeitpunkt jedoch noch nicht zu.

Untersuchungen von VIERNSTEIN und COWEN zeigten 1968 signifikante Unterschiede zwischen dem von ihnen angewandten dynamischen Meßverfahren und dem statischen Verfahren, wie es GLOSTER und PERKINS 1957 zur Klärung des Druck/Volumenverhältnisses angewandt hatten.

Die unterschiedlichen Versuchsergebnisse werden auf das viskoelastische Kriechverhalten in der Sklera und der Kornea zurückgeführt.

Die starken Beschleunigungsänderungen der dynamischen Meßverfahren bewirken u.a., daß statische und langzeitig wirksame Faktoren, wie z.B. das Kriechverhalten und die gewebliche Relaxation nahezu ausgeklammert werden können.

Regelmechanismen mit langen Regelzeiten, wie z.B. der Kammerwasserabfluß, können unberücksichtigt bleiben und nehmen nur minimalen Einfluß auf die Meßergebnisse, wenn die Untersuchungsfrequenz genügend hoch gewählt wird.

So zeigen historheologische Untersuchungen von ARNOLD (1977) an Proben des Binde- und Stützgewebes bei sinoidaler und periodischer Zugbelastung eine dynamische Relaxation, die auf den Betrag der Zugamplitude (Auslenkung) keinen Einfluß nimmt, jedoch die gesamte Kurve in Y-Richtung (Relaxation) verschiebt.

Bei einer Verringerung der Tension war eine Relaxation nicht mehr meßbar, d.h. es lag nahezu Linearität im Kurvenverhalten vor (keine Verschiebung in Y-Richtung mehr).

Mit der Frequenzanalyse gelang es MALESSA und Mitarbeitern 1982 die Volumenelastizität des Kaninchenauges methodisch in einem Teilbereich von 17.35 - 33.75mmHg linearisiert darzustellen. Dabei wurde erkannt, daß sich bei totem und lebendem Augenmaterial graduelle Unterschiede bezüglich der dynamischen Volumenelastizität ergeben.

NYQUIST konnte 1967 in einem anderen rheologischen Versuch nachweisen, daß sich die Kornea unter physiologischer Belastung linear viskoelastisch verhält. Erst bei hoher Krafteinwirkung jenseits des physiologisch wahrscheinlichen Belastungsbereiches zeigten die Fasern des Stromas einen nicht-linearen Charakter.

Die unterschiedlichen dynamischen Verfahren wie sie von MALESSA, ARNOLD, NYQUIST u.a. an Gewebeproben angewandt wurden zeigen, daß verschiedene Gewebearten ein lineares viskoelastisches Verhaltensmuster aufweisen, sofern sie in einem physiologisch vertretbaren Bereich belastet werden.

So kann in Anlehnung an diese Ergebnisse der Bulbus Oculi mit seinen viskoelastischen Eigenschaften als schwingfähiges System angesehen werden.

Die bis heute veröffentlichten Ergebnisse aus Arbeiten über das biomechanische Schwingverhalten des Bulbus wurden mit Methoden erarbeitet, die den Augapfel verletzten und daher für eine klinische Untersuchung ausscheiden müssen.

Ein invasives Vorgehen mit Kanülen am Bulbus, das Annähen von Beschleunigungsaufnehmern auf die Sklera, bzw. Kornea und die zusätzliche Belastung mit Hilfsgestellen lassen vom Methodischen her Zweifel an den Ergebnissen und Interpretationen aufkommen.

Das Meßobjekt "Auge" selbst wurde dabei erheblich verändert, so daß die gewonnenen Ergebnisse wahrscheinlich nicht den tatsächlichen Sachverhalt widerspiegeln.

Der Auffassung von SHOENBERGER (1972), es sei methodisch schwierig das Schwingverhalten des Auges zu untersuchen, kann nur zugestimmt werden.

2. FRAGESTELLUNG

Die direkten Kontusionsversuche von KREUTZER 1982 und VOGELSANG 1927 zeigen, daß eine einmalige Erregung des Bulbus zu einer gedämpften Schwingung führt, die als Oszillogramm auf dem Oszilloskop bzw. einem Film registriert werden konnte.

Jede gedämpfte Schwingung kann aber nicht nur als Auslenkungs-Zeitdiagramm dargestellt werden, sondern auch als Auslenkungs-Frequenzdiagramm. Beide Funktionen sind FOURIERtransformierte voneinander, beinhalten also dieselbe Information.

Diese zweite Möglichkeit hat den Vorteil, mit einer geringen Erregung arbeiten zu können, was im Sinne eines atraumatischen, bzw. schonenden Meßverfahrens essentiell ist.

Beachtet man weiter die Tatsache, daß die einzelnen FOURIERtransformierten Glieder bei einer erzwungenen Schwingung frequenzabhängig gegeneinander phasenverschoben sind, so kann mit einer entsprechenden Meßtechnik nicht nur der Amplitudengang, sondern auch der Phasengang zwischen dem Oszillator "Bulbus" und seiner erregenden Kraft unmittelbar bestimmt werden. Aus den Kurvenverläufen lassen sich Resonanzfrequenz "Rf" und die Dämpfung "d" ablesen. Ein Vergleich der Quotienten "$A(\omega)/\sqrt{2}$" der frequenzabhängigen Einzelamplituden mit dem bei Resonanz und Maximalamplitude auftretenden Quotienten "$A_{max}/\sqrt{2}$" gibt Aufschluß über die Resonanzbreite.

In der vorliegenden Arbeit wird das biomechanische Schwingverhalten des Kaninchenauges in-vivo und nicht-invasiv untersucht.

Das Resonanz- und Schwingverhalten wird über ein Amplituden- und Phasendiagramm analysiert und per Rechner ausgewertet.

Erregungs- und Meßsystem müssen neu konstruiert werden, da in der Literatur über ein dynamisches Verfahren dieser Art nicht berichtet wird.

Ziel ist es, die zu bestimmenden Größen Resonanz, Phase und Dämpfung mit den anatomischen und physiologischen Eigenschaften wie Augeninnendruck und Rigidität im Experiment zu korrelieren.

Es soll gezeigt werden, daß ein kausaler Zusammenhang zwischen den einzelnen Meßgrößen und ihren veränderlichen Parametern besteht.

3. THEORIE

Ein Körper, der sich in einer elastischen Aufhängung befindet oder selbst elastisches Verhalten zeigt, ist in der Lage Schwingungen auszuführen, sobald er von einer äußeren Kraft dazu angeregt wird. Bei einer periodischen Krafteinwirkung vollführt dieser Körper eine erzwungene Schwingung mit der Resonanzfrequenz "**Rf**" welche durch ihre Eigenkreisfrequenz "ω_o" und die Dämpfung "**d**" charakterisiert ist.

Eigenfrequenzen sind Funktionen der Masse des Körpers, seiner elastischen Lagerkräfte, der Verformungs- und Viskoelastizität des Körpers und seiner Dämpfungskräfte.

Überträgt man diese Charakteristika auf den Augapfel und setzt voraus, daß der Glaskörper zwar verformungselastisch, jedoch nahezu inkompressibel ist, so kann bei einer äußeren, einmalig oder periodisch direkten Erregung ein Oszillieren des gesamten Augapfels und/oder seiner elastischen Hülle erwartet werden.

ω = erregende Kreisfrequenz
ω_o = Eigenkreisfrequenz des freien Oszillators
ω_r = Resonanzkreisfrequenz des gedämpften Oszillators
d = Dämpfungskonstante
m = Masse
x = Auslenkung, Amplitude
k = Federkonstante, Richtmaß

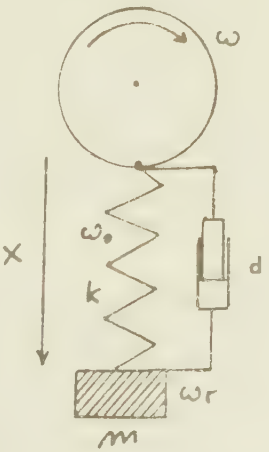

Abb. 1: Prinzipschaltbild eines gedämpften Oszillators mit erzwungener Schwingung

3.1 ERZWUNGENE GEDÄMPFTE SCHWINGUNG

Wirkt auf die Masse eines gedämpften linearen schwingungsfähigen Systems außer der Rückstellkraft $-kx$ eine zusätzliche, zeitlich periodische Kraft $F=F_0 \cos \omega t$, so entsteht eine erzwungene Schwingung mit der erregenden Kreisfrequenz "ω "(s. Abb. 1).

Die Bewegungsgleichung der Masse lautet dann:

$$m\ddot{x} = -kx - \beta\dot{x} + F_0 \cos \omega t \qquad \text{(I)}$$

oder:

$$\ddot{x} + 2d\dot{x} + \omega_0^2 x = f_0 \cos \omega t = f_0 e^{j\omega t} \qquad \text{(II)}$$

mit $f_0 = \frac{F_0}{m}$, d=Dämpfungskonstante, k=Federkonstante,

ß=Reibungskonstante $d = \frac{\beta}{2m}$; $\omega_0^2 = \frac{k}{m}$

Es gilt:

$$x = A \cos \omega t + B \sin \omega t$$

Mit dem komplexen Ansatz für den stationären Fall

$$x = A \cdot e^{j\omega t}$$

erhält man aus der Gleichung (II):

$$A\,(-\omega^2+2dj\omega+\omega_0^2)\cdot e^{j(\omega t-\varphi)} = f_0\cdot e^{j\omega t}$$

und mit

$$A\,(\omega_0^2-\omega^2+j2d\omega) = f_0\cdot e^{j\varphi} = f_0(\cos\varphi+j\sin\varphi)$$

ist die Amplitude der Schwingung

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2-\omega^2)^2+4d^2\omega^2}} \qquad \text{(III)}$$

Hierbei gewinnt "ω_0" die Bedeutung der Eigenkreisfrequenz und "d" die Rolle der Dämpfung, d.h. "d" geht in die Resonanzbreite "Rb" ein.

Für die Phasenverschiebung "φ" der Schwingung gegenüber der erregenden Kraft

$$F = F_0\cdot\cos\omega t = F_0\cdot e^{j\omega t}$$

gilt dann:

$$\tan\varphi = \frac{\sin\varphi}{\cos\varphi} = \frac{2d\omega}{\omega_0^2-\omega} \qquad \text{(IV)}$$

Umseitige Abbildung zeigt einige Verläufe von "V" und "φ" über "ω" mit dem dimensionslosen Dämpfungsmaß "D_0" als Parameter.

A(0) = Amplitude im stationären Fall bei $\omega = 0$

$A(\omega_r)$ = Maximalamplitude bei $\omega = \omega_r$

allgemein gilt:

$V = \frac{A(\omega)}{A(0)}$ =Amplituden-, bzw. Vergrößerungsverhältnis

$D_0 = \frac{d}{\omega_0}$ =dimensionsloses Dämpfungsmaß der erzwungenen gedämpften Schwingung

Für das Amplitudenmaximum "$A(\omega_r)$" läßt sich die zugehörige Resonanzkreisfrequenz "ω_r" aus Gleichung (III) wie folgt berechnen:

$$\frac{d}{d\omega}\left[(\omega^2-\omega_0^2)+4d^2\omega^2\right] = 2\cdot(\omega^2-\omega_0^2)+4d^2 = 0$$

$$\omega_r = \sqrt{\omega_0^2-2d^2} \rightarrow \omega_r = \omega_0\sqrt{1-2D_0^2} \qquad (V)$$

aus Gl.(III) und (V) errechnet sich die Maximalamplitude

$$A(\omega_r) = \frac{f_0}{2d\sqrt{\omega_0^2-d^2}} = A_{max} \qquad (VI)$$

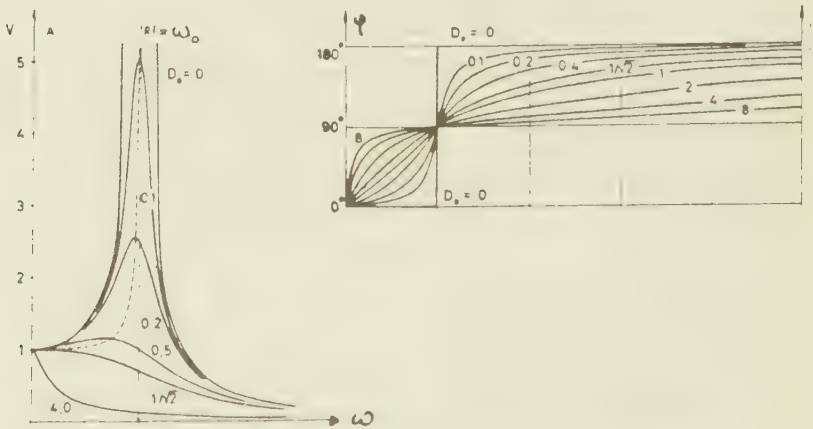

Abb.2 Resonanz- und Phasenverschiebung bei verschiedener Dämpfung

Die Maximalamplitude "A_{max}", bzw. das Amplitudenverhältnis "V" steigt um so stärker an, je geringer das Dämpfungsmaß "D_0" wird.

Die Resonanzbreite "Rb" ergibt sich aus der Differenz der beiden Kreisfrequenzen "ω_1" und "ω_2", für die jeweils gilt:

$$A^2(\omega_1) = A^2_{max}/2 \text{ bzw. } A^2(\omega_2) = A^2_{max}/2 \text{ mit } \omega_1 < \omega_r < \omega_2 \qquad (VII)$$

Die Resonanzubreite "Rb" ist um so kleiner, je geringer die Dämpfung "d" bzw. das Dämpfungsmaß "D_0" ist, d.h., die Resonanzschärfe nimmt mit fallender Dämpfung zu (s.Abb.2)

In der der Nähe der Eigenkreisfrequenz "ω_0" des (un)-gedämpften Oszillators wird die Amplitude sehr groß; es tritt Resonanz ein.

Die Schwingung hat zu diesem Zeitpunkt gegenüber der erregenden Kraft eine Phasenverzögerung von φ =90 Grad läuft der erregenden Kraft also hinterher. Bei tiefen Frequenzen ist φ = 0 Grad, Schwingung und erregende Kraft liegen in Phase.

Bei sehr hohen Frequenzen $\omega >> \omega_0$ ist φ=180 Grad, Oszillator und erregende Kraft schwingen gegenphasig, d.h. im Gegentakt.

Für $\omega \longrightarrow 0$ gilt $V \longrightarrow 1$; es liegt eine quasistatische Auslenkung vor. Die Verzögerung durch die Massenträgheit des Oszillators spielt wegen der niedrigen Erregerfrequenz keine Rolle, d.h., aufgrund der niedrigen Beschleunigung folgt der Oszillator fast trägheitslos dem Erregersignal. Der Einfluß der Viskoelastizität wird allerdings hiermit nicht erfaßt, da diese erst bei höheren Frquenzen zum Tragen kommt.

Für $\omega \longrightarrow \infty$ gilt $V \longrightarrow 0$: hohe Frequenzen bedingen große Beschleunigungen, d.h., die Massenträgheit nimmt entscheidenden Einfluß auf den Oszillator, so daß dieser der erregenden Kraft nicht mehr folgen kann.

Die Resonanzschärfe nimmt mit abnehmender Dämpfung zu, d.h. bei einem nahezu ungedämpften System D_o=0 ist an der Resonanzstelle ($\omega r = \omega_0$) die Amplitude $A=A_{max}$, bzw das Amplitudenverhältnis $V=V_{max}$ sehr groß und die Resonanzbreite Rb sehr klein.

Umgekehrt gilt für zunehmende Dämpfung eine Abnahme der Resonanzschärfe und eine Verschiebung der Resonanzkreisfrequenz zu:

$\omega_r \longrightarrow 0$

Eine Erregung mit $D_o = \frac{1}{\sqrt{2}}$ (aperiodischer Grenzfall) hat gemäß Abb.2 folgende Eigenschaften: niedrige Eingangsfrequenzen führen zu einer nahezu ungeänderten Amplitude des Oszillators; die Oszillatoramplitude folgt der Erregung quasistatisch.

Im Fall $D_o > \frac{1}{\sqrt{2}}$ (aperiodischer Kriechfall) erfolgt eine Unterdrückung des Schwingvorganges durch eine zu starke Dämpfung (Abb.2).

3.2 ANWENDUNG AUF DEN BULBUS

Überträgt man die vorausgegangenen theoretischen Überlegungen auf das Auge, so stellt sich die Frage, in welchem Frequenzbereich eine mögliche Resonanz überhaupt anzusiedeln ist.

Als Lösungsansatz wird wiederum auf die Theorie des ungedämpften harmonischen Oszillators zurückgegriffen.

Die Eigenfrequenz eines ungedämpften harmonischen Oszillators ist abhängig von seiner Masse "m", der auf ihn einwirkenden Kraft "F" und der mit ihr gekoppelten Amplitude "x". Mit dem Quotienten $K = \frac{F}{x}$, der Federkonstanten, ergibt sich die Eigenkreisfrequenz zu

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \qquad \text{(VIII)}$$

oder als Eigenfrequenz

$$\nu_0 = \frac{1}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{K}{m}} \qquad \text{(IX)}$$

Im Falle einer konzentrisch oszillierenden Kugel ändert sich die Federkonstante mit

$$K = \frac{dF}{dr} \quad \text{mit} \quad r = \text{Kugelradius} \qquad \text{(X)}$$

MALESSA u. Mitarbeiter nehmen an, daß eine elastische Kugelhülle mit einer inkompressiblen Flüssigkeit gefüllt ist und experimentell über eine gasgefüllte Kanüle, deren Spitze sich im Zentrum der Kugel befindet, in eine konzentrische Schwingung versetzt wird.

Es ändert sich "K" dann mit Rücksicht auf das Kugelvolumen V zu

$$K' = \frac{dF}{dV} \text{ mit} \qquad \text{(XI)}$$

$dV = 1/3\ (A\ dr \quad r\ dA)$ A = Kugeloberfläche

Mit dem linearen Ansatz

$$K' = E \cdot A \; ; \; E = \text{Volumenelastizität der Kugel} \qquad \text{(XII)}$$

folgt dann mit (XI):

$$K = E \cdot A^2 \qquad \text{(XIII)}$$

Damit ergibt sich aus (IX) und (XIII)

$$\nu_0 = \left(\frac{E \cdot R \; 3}{\rho \cdot \pi}\right)^{1/2}$$

Setzt man für die Volumenelastizität "E" den experimentell ermittelten Wert 0,25 kPa/μl (MALESSA, VIERNSTEIN u. COWAN) und für die Dichte den Wert 1 Kg/l, so berechnet sich für die Eigenfrequenz "ν_0" des frei schwingenden Kaninchenauges ein Wert von ca. 1600-1700 Hz.

Diese Frequenz ist sehr hoch; MALESSA selbst schätzt die Resonanzfrequenz des gedämpften Kaninchenauges in situ zu 500 Hz . Es ist daher fraglich, ob diese Berechnung überhaupt angewandt werden kann, denn mit Gleichung (V) errechnet sich das zugehörige Dämpfungsmaß zu D_c=0.7; bei dieser hohen Dämpfung kann von einer Resonanz eigentlich nicht mehr gesprochen werden (s. Abb. 2).

Entsprechend Abb.2 nennt man diesen Fall einen Tiefpaßfilter; dieser läßt alle Frequenzen bis zu einer bestimmten Grenzfrequenz "ν_g" fast unverstärkt passieren, während Eingangssignale mit hoher Frequenz stark gedämpft werden.

Aufschlußreich ist der einleitend erwähnte Kontusionsversuch von KREUTZER et.al.(1982)

Zur Erzeugung einer stumpfen Augenverletzung ließ man eine Stahlkugel (M=15g) auf den Hornhautscheitel eines Kaninchenauges fallen. Ein intraokulär eingebrachter Druckaufnehmer registrierte als Änderung eine gedämpfte harmonische Schwingung mit einer Frequenz, die bei ca. 300 Hz lag. Das Dämpfungsverhältnis betrug dabei p=1.3-1.4; dies entspricht dem sehr geringen **natürlichen Dämpfungsmaß** $D=\frac{d}{\omega^*}=\frac{1}{2\pi}\ln p=0.06$. Für $D\ll 1$ gilt $D\sim D_o$. Für die Eigenkreisfrequenz "ω^*" einer gedämpften harmonischen Schwingung schreibt man allgemein:

$$\omega^* = \omega_o\sqrt{1-D_o^2} \qquad \text{(XIV)}$$

aus (XIV) folgt für die freie Eigenkreisfrequenz mit D=0.06<<1

$$\nu_o=\frac{\omega_o}{2\pi}=\frac{\omega^*}{\sqrt{1-D_o^2}\cdot 2\pi}\approx\frac{\omega^*}{2\pi}\approx\nu_o$$

d.h., die freie Eigenfrequenz selbst liegt bei ca. 300 Hz.

Das sehr geringe Dämpfungsmaß "D" ist vermutlich weniger auf den invasiven Eingriff am Bulbus und eher auf die große Erregungsenergie zurückzuführen, die beide für eine Änderung der viskoelastischen und nicht-linearen Eigenschaften verantwortlich gemacht werden können. Es darf angenommen werden, daß die Resonanzfrequenz "Rf" des Kaninchenauges bei mehr als 300 Hz liegt.

4. VERSUCHSAUFBAU

4.1 ERREGUNGS- UND SENSORSYSTEM

Um die Reproduzierbarkeit und Wechselwirkungsfreiheit während der Versuche zu gewährleisten, soll das Erregungs- und Sensorsystem einfach zu applizieren sein und es muß mit geringen Kräften, d.h. mit kleinen Auslenkungen gearbeitet werden können.

Dies erfordert den Einsatz eines hochempfindlichen Sensors, der auch sehr kleine mechanische Auslenkungen in ein meßbares elektrisches Signal umzuwandeln vermag und den geforderten Frequenzbereich von 20Hz bis 1000 Hz erfaßt. Zusätzlich ist ein nahezu konstanter Phasengang gegenüber dem Erregungssystem gefordert um eine Eigenresonanz des Systems auszuschließen und eine Messung der Phasenverschiebung am Bulbus zu ermöglichen (s.Tab.1 bei Ergebnis Vorversuche). Eventuell auftretende Rückkopplungs- und Resonanzerscheinungen müssen innerhalb des Meßbereiches vernachlässigbar klein sein oder im Meßergebnis berücksichtigt werden können.

Als guter Kompromiß kann ein Moving-Coil Magnetsystem, Typ **MC 100** der US-Firma Concord angesehen werden (s.Abb.3). MC 100 ist ein elektrodynamischer Tonabnehmer Magnetsystem, welches vom Prinzip her umgekehrt arbeitet wie ein konventionelles Magnetsystem. Bei einem Moving-Coil-System bewegen sich nicht die Mikromagneten in den Induktionsspulen, sondern die leichteren Spulen (Moving Coil) in einem Magnetring. Das System verfügt über eine wesentlich geringere bewegte Masse und so auch über ein hervorragendes Impulsverhalten. Der lineare Frequenzgang wird mit 15 Hz bis 30 kHz angegeben.

Abb.3: Moving-Coil-System MC100 mit modifizierter Nadel

Das Erregungssystem (Schwingstimulator) hat die Aufgabe, das elektrische Signal des Funktionsgenerators in mechanische Schwingungen umzuwandeln und diese an den Bulbus in Form einer mechanischen Auslenkung weiterzuleiten. Um die Erregunskräfte gering zu halten, müssen die bewegte Masse gering und die Auslenkungen so klein wie möglich sein.

Der Stimulator darf im geforderten Frequenzbereich keine nennenswerten Verzerrungen aufweisen. Der Amplitudengang muß kontrollier- und beeinflußbar sein, um systembedingte Resonanzerscheinungen kompensieren zu können.

Die geforderten Bedingungen erfüllt ein Mitteltonlautsprecher, Typ **PSM 100** der Berliner Firma ISOPHON. Dieses Lautsprechersystem besitzt ein sehr gutes Frequenzverhalten und einen außerordentlich hohen Wirkungsgrad (>30 db).

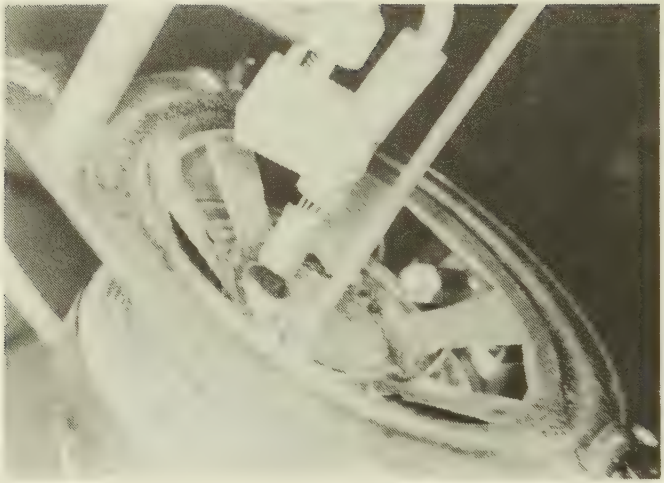

Abb.4. Lautsprechersystem PSM ...0 mit Infrarot-Steuereinheit HBLS 10... Plattiberstempel und Miniaturreflektor

Um eine unkontrollierte Schallübertragung auf das Auge zu verhindern, wurde die Membranfläche durch das Ausschneiden einzelner Segmente verkleinert (s.Abb.4). Der nahezu konstante Amplitudengang des belasteten Systems (Applikation am Auge) wird über eine Amplitudenregelung gewährleistet (näheres siehe Ergebnis Vorversuche).

4.2 VORVERSUCHE

[illegible] an einem Phantomauge getestet.

[illegible] wurde [illegible] verwendet. [illegible] mit einem [illegible] [illegible] verwendet.

In [illegible] mit [illegible] Gummiblase gelagert. [illegible] Die Stärke der Gummiblase beträgt bei einem mittleren Druck von 17 mmHg ca. 0,1 mm. Der Innendruck des "Auges" ist von außen veränderbar.

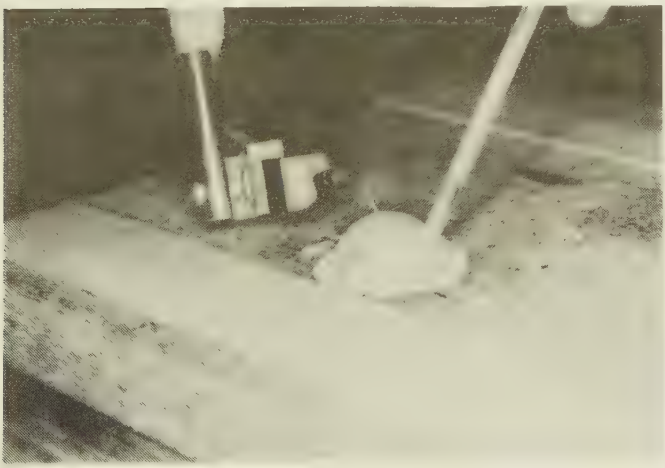

Abb.5: Phantomauge mit Erregungs- und Sensorsystem

Der "Bulbus" wird mit einem die "Sklera" berührenden Glasfiberstab als Stempel in Erregung versetzt. Der Glasfiberstab selbst (l=10cm, ⌀=2mm) ist auf der Kalotte des Lautsprechers PSM 120 (Erregungssystem) starr fixiert. Die maximale Auslenkung (Amplitude) des Stabes wurde mit einer **Micrometerschraube** gemessen und betrug im ungedämpften Zustand (keine Adaption am "Bulbus") maximal 0,5 mm. Im adaptierten Zustand betrug der Hub des Stempels lediglich noch 0,1-0,3 mm.

Der Meßbereich erstreckte sich von 20 Hz bis 1000 Hz.

Das Sensorsystem MC 100 wurde nachträglich mit einer modifizierten Nadel ausgerüstet, um die verschiedenen Meßanordnungen befriedigend realisieren zu können und die Applikation des Sensors bei den einzelnen Meßpositionen zu vereinfachen (s.Abb.3).

Zu diesem Zweck wurde die ursprüngliche Nadel über ein Silikonzwischenstück rechtwinkelig verlängert um die Richtung der ursprünglichen Nadelauslenkung zu erhalten und einen größeren Abstand zur Meßebene zu gewinnen.

4.3 ERGEBNIS DER VORVERSUCHE

Input des Erregungssystems PSM 120 und Output des Sensors MC 100 wurden über einen Zweikanal-DC-Schreiber und über ein Zweikanal-Oszilloskop miteinander verglichen.

Die ersten Versuche zeigten bei einem konstant gehaltenen Innendruck von 8mmHg ein Amplitudenmaximum bei einer Frequenz von 130 Hz. Dieses Maximum verschob sich bei erhöhtem Druck (P>20 mmHg) deutlich bis hin zu Frequenzen um 450 Hz.

Im Bereich der Frequenzen unter 120 Hz war eine höhere Dämpfung der Stabauslenkung, d.h. des Membranhubes feststellbar. Diese Erscheinung führte zwangsläufig zu kleineren Schwingamplituden beim Erregen des Gummibulbus. Um die tatsächliche Erregungsamplitude zu erfassen und konstant zu halten, mußte die mechanische Bewegung der Membran gemessen und geregelt werden.

Die Lösung dieses Problems ließ sich mit einem optischen Reflexionssensor der US-Firma HEWLETT-PACKARD, Typ **HEDS 1000** realisieren (s.Abb.4).

Dieser im Infarotbereich (Streulichtunempfindlich) arbeitende Sensor wurde fest mit dem Lautsprecherkorb verbunden.

Mit einem Kleinstreflektor, der auf die Kalotte des Lautsprechers PSM 120 geklebt wurde, konnte nunmehr die Membranbewegung über eine Regeleinheit so kontrolliert und gesteuert werden, daß die Auslenkung des Glasfiberstabes auch bei verschieden starker Adaptionsbelastung am Gummibulbus in einem Bereich von 50-900 Hz nahezu konstant blieb.

Der maximale Hub der Membran bzw. des Glasfiberstabes betrug dabei 0.3 mm.

Das Outputsignal des HEDS 1000 wurde als Maß für die Amplitude der Stabbewegung gewertet und als Referenz dem Lock-In-Phasendetektor zugeführt.

Die erhöhte Masse der modifizierten Abtastnadel führte bei den Eichversuchen zu einem steten Anstieg der Übertragungsfunktion Output-Erregungssystem/Output-Sensorsystem im Frequenzbereich > 250 Hz (s.Abb.6) Für die spätere Auswertung war es deshalb notwendig, diese Übertragungsfunktion in die Meßergebnisse zu integrieren.

TABELLE 1: Phase Erregung/Sensor

Freq.(Hz)	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650	700
Phase(φ)	28°	24°	29°	27°	30°	33°	38°	38°	45°	46°	48°	48°	49°	44°

Ein gleichzeitig erstelltes Phasendiagramm wurde ebenfalls mit in die Auswertung einbezogen. Tabelle 1 enthält die Phasenmittelwerte Erregung/Sensor aus mehreren Reproduktionsversuchen.

Den endgültigen Versuchsaufbau zeigen die Abbildungen 7,8 und das Blockschaltbild Abb.9.

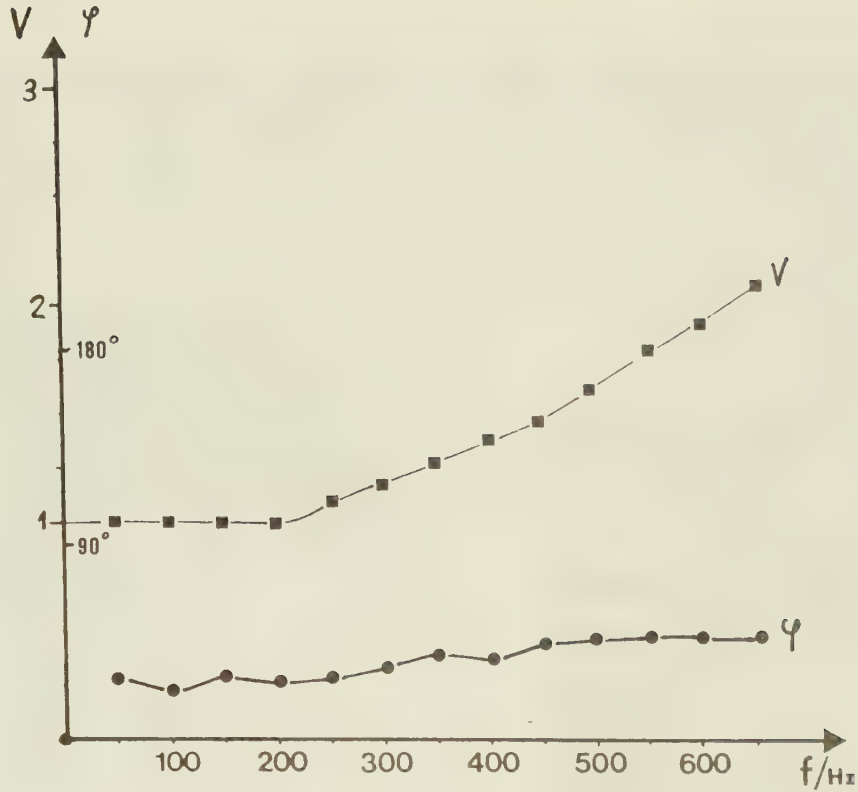

Abb.6: Übertragungsfunktion "V" und Phasengang "φ" des Meßsystems

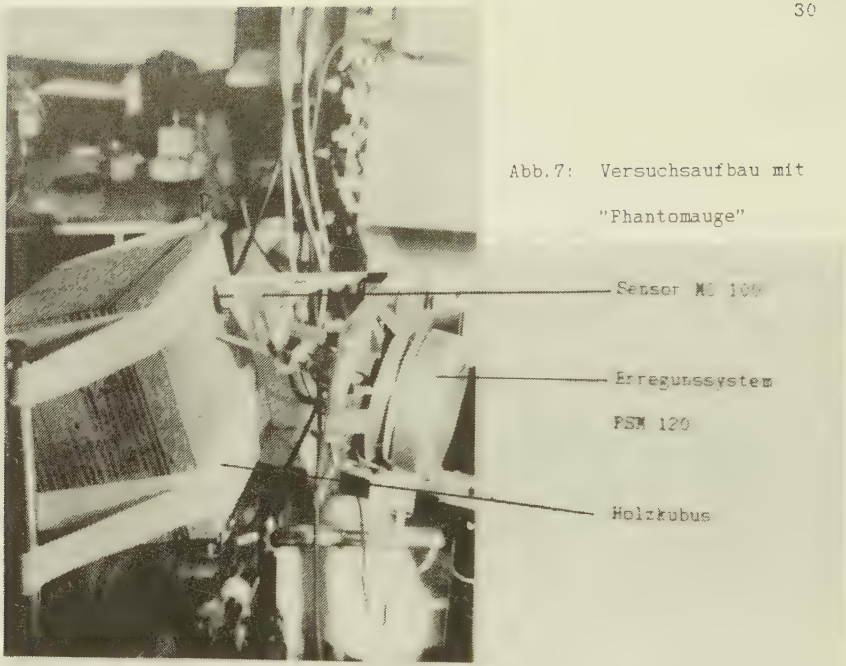

Abb.7: Versuchsaufbau mit "Phantomauge"

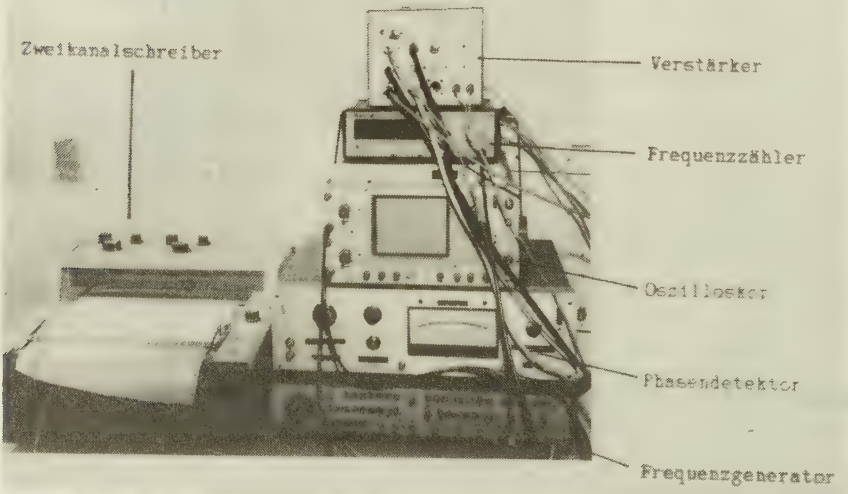

Abb.8: Meß-, Regel- und Aufzeichnungsapparatur im Versuch

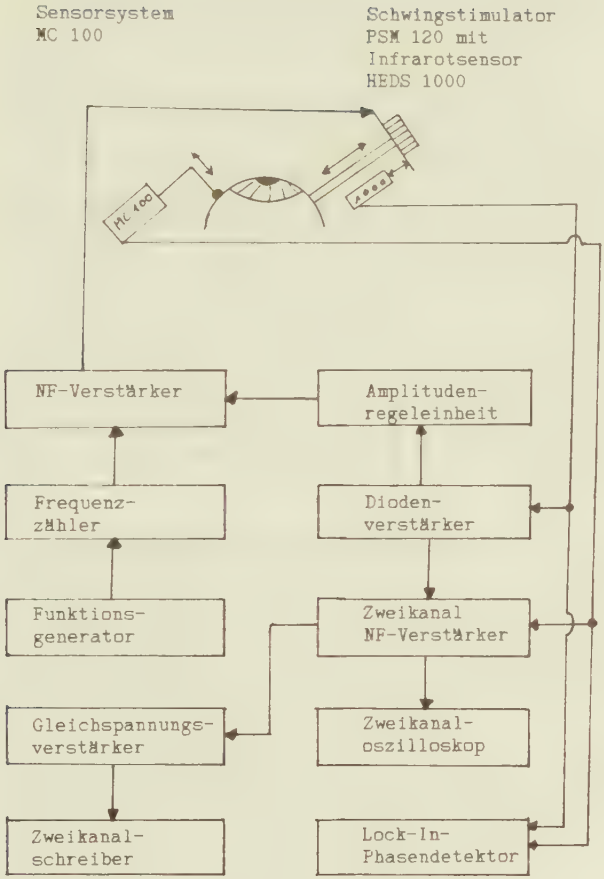

Abb.9: Blockschaltbild des Versuchaufbaus

4.4 ANFORDERUNGEN AN DEN TIERVERSUCH UND DESSEN AUFBAU

Wie in der Fragestellung bereits erwähnt, ist die grundsätzliche Forderung, das zu vermessende Kaninchenauge in keiner Weise zu schädigen.

Die verschiedenen Meßpositionen der Erregungs/Sensorsysteme werden in die einzelnen Versuche integriert, um festzustellen, inwieweit sich im Bereich des Limbus graduelle Unterschiede bei den Einzelergebnissen im Rahmen des gesamten Reproduktionsversuches ergeben.

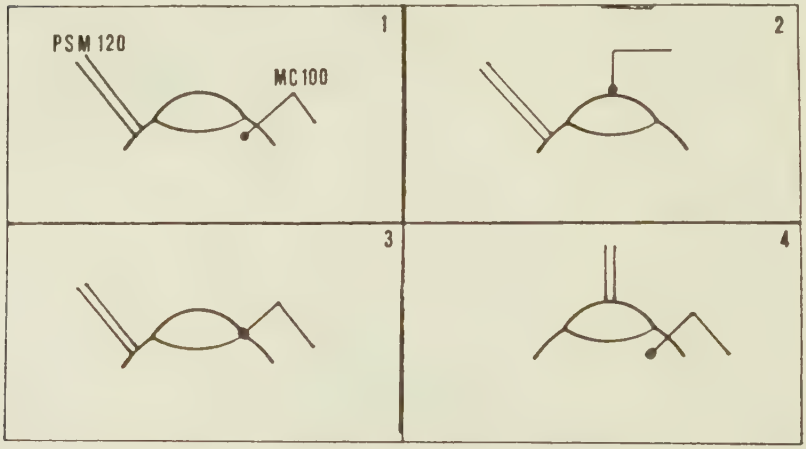

Abb. 10: Meßpositionen am Kaninchenauge

Um schädigende Veränderungen des Auges und Verzerrungen während der Versuche durch den Schwingsimulator auszuschließen, wird mit einem maximalen Hub von 0.3 mm gearbeitet.

Inwieweit akzessorische Gewebsanteile des Bulbus als mehrläufiges Schwing- bzw. Dämpfungssystem in den Amplituden- und Phasengang eingehen, soll durch die Versuche und deren Auswertung im Rahmen der gegebenen Möglichkeiten geklärt werden.

4.5 DURCHFÜHRUNG DER TIERVERSUCHE

Die Versuche wurden an insgesamt drei Kaninchen in Ketanest®-Rompun® Narkose durchgeführt. Die Dosis des Anästhetikums war abhängig vom Körpergewicht des betreffenden Tieres und betrug durchschnittlich 2 Milliliter für eine Meßdauer von etwa 10 Minuten.

Der Kornealreflex konnte durch eine lokale Oberflächenanästhesie mit Novesine® auf ein Minimum reduziert werden.

An jedem Kaninchen wurden je 15 Versuche bei verschiedenen intraokulären Drücken und Meßpositionen durchgeführt.

Um die Reproduzierbarkeit zu sichern, wurden insgesamt 4 Messungen unter gleichen Bedingungen bis zu fünfmal wiederholt.

Die Tiere wurden für die Dauer des Versuches in einen Tierhalter gelegt. Der Kopf wurde dort so fixiert und ausgerichtet, daß der Bulbus für die Sensoren leicht zugänglich war und die verschiedenen Meßpositionen gut realisiert werden konnten.

Die Vorversuche lassen ein Resonanzverhalten des Bulbus bei einer Frequenz unterhalb von 1000 Hz erwarten; entsprechend wurde der Meßbereich auf 30 Hz - 900 Hz festgelegt.

Der Meßbereich wird bis 300 Hz in 10-Hz-Schritten, für den verbleibenden Bereich bis 900 Hz in 50-Hz-Schritten abgetastet und aufgezeichnet. Mit dem später eingesetzten Sweep-Generator konnten die Meßzeiten erheblich reduziert werden, da ein kontinuierliches Abfahren des Meßbereiches innerhalb von 100 sec. möglich war.

Pro Tag und Tier wurde höchstens ein Versuch durchgeführt. Nach Abschluß der Meß- und Versuchsreihen wurden die vermessenen Augen ophthalmologisch untersucht; insbesondere wurde der Fundus auf Netzhautödeme abgesucht.

4.6 AUSWERTUNG

Die gemessenen Amplitudengänge der Einheit Erreger-Auge-Sensor wurden in eine frequenzabhängige Übertragungsfunktion Input/Output umgeformt und der ermittelten Phasenverschiebung "φ" zugeordnet.

Durch Fitten dieser Übertragungsfunktion mit der Gleichung (V) konnten mit Hilfe des Rechners Dämpfungsfaktoren und Resonanzfrequenzen bestimmt werden.

Dabei kann aus dem gemessenen Phasengang, weil amplitudenunabhängig, die erste Näherung für den Dämpfungsfaktor und die Resonanzfrequenz ermittelt werden.

Durch Einsetzen von "D_o" und "ω_o" in Gleichung (VI) wird das Amplitudenmaximum vorab näherungsweise berechnet. Mit dieser Näherung können die einzelnen Amplitudenanteile der Meßeinheit Erreger-Auge-Sensor approximiert und so lange verändert, d.h. optimiert werden, bis sich für Resonanz, Amplitude und Dämpfung die kleinsten absoluten Fehlerwerte eingestellt haben.

Dieses automatische Rechen- und Auswerteverfahren führt zu einer guten Reproduzierbarkeit. Damit liegt die Genauigkeit des Meßverfahrens als Streuquelle weit über dem Auswerteverfahren.

Als Maß für die Genauigkeit der Messung wurde der mittlere absolute Fehler (MAF) der approximierten Amplitudenwerte $A(\omega)$ in Abhängigkeit der bestimmten Resonanzfrequenz **Rf** gewertet. Um die MAF der einzelnen Kurven miteinander vergleichen zu können, wurde zusätzlich der mittlere relative Fehler (MRF) in Prozent berechnet.

5. ERGEBNISSE

5.1) BESCHREIBUNG DER RESONANZ.

a) DARSTELLUNG der MAXIMA "**V** ", der RESONANZFREQUENZ "**Rf**" und der RESONANZBREITE "**Rb**"

Bei allen Versuchen konnte ein Amplitudengang mit Maximum aufgezeichnet und rechnerisch per Computer ausgewertet werden. Der Verlauf des Amplitudenganges ist dabei bezüglich des erwähnten Parameters Augeninnendruck (IOP) frequenzabhängig und reproduzierbar (Abb.11).

Die gemessenen Amplitudenmaxima können jeweils einer bestimmten Frequenz, der Resonanzfrequenz "Rf" zugeordnet werden.

In Tabelle 2 wird als Beispiel ein Versuch mit drei Reproduktionsversuchen unter Änderung der Meßposition (Pos) bei gemessenem IOP aufgelistet.

TABELLE 2: 4 Versuche bei konst. IOP zur Reproduktion

IOP(mmHg)	Ro(Hz)	Rf(Hz)	MAF	MRF	Rb(Hz)	V_{max}	D_c	Pos
14,9	302	292	0.10	9.1%	130	2.46	0.20	4
15,2	322	306	0.21	2.7%	150	2.27	0.22	3
15,0	325	316	0.25	9.3%	105	3.15	0.16	2
15,5	330	317	0.33	8.1%	130	2.59	0.19	1
$\varnothing$	330	310	0.20	2.4%	160	2.09	0.24	

$\varnothing$ = Durchschnitt aller Kurvenwerte

Dabei bedeuten:

Rf = Resonanzfrequenz	Ro = ungedämpfte Eigenfrequenz
MAF= mittlerer absoluter Fehler	MRF = mittlerer relativer Fehler
Rb = Resonanzbreite	V_{max} = max. Verstärkungsverhältnis
D_o = Dämpfungsmaß	Pos = Meßposition

Um die einzelnen (Maximal)-Werte vergleichen und präzisieren zu können, wurde deren dimensionsloses Vergrößerungsverhältnis "$V=\frac{A(\omega)}{A(50)}$" als Vergleichsgrundlage herangezogen (s.Tab.2 und Theorie).

Es ist "A(50)" der Betrag der Amplitude bei 50 Hz. Bei einer Erregung nahe 0 Hz (statische Auslenkung) ist dieser gleich eins (s.Abb.2). Da sich während der Versuche im Bereich bis 100 Hz keine weiteren Maxima einstellten, wurde die 50-Hz-Grenze dem quasistatischer Bereich zugerechnet, so daß V(50)=1 festgesetzt werden konnte, was dem Erregerwert (Erregeramplitude) entspricht.

"$A(\omega_R)$" ist der Betrag der Amplitude bei errechneter Resonanzfrequenz "Rf", die in Abb.2 um den Faktor "V_{max}" größer ist als "A(50)".

Die einzelnen Vergrößerungsfaktoren "V_{max}" liegen deutlich über dem Wert 1 und spiegeln den Vorgang einer mäßig gedämpften Schwingung wider (Abb.2 u. 11).

Aus dem Vergrößerungsverhältnis "V" und der Resonanzbreite "Rb" läßt sich in erster Näherung die Dämpfung "d" berechnen. Im Rechenverfahren kann jetzt über Approximation die endgültige Maximalamplitude "A_{max}" ermittelt und der Resonanzfrequenz "Rf" zugeordnet werden (Tab.2).

b) DÄMPFUNG

Für jeden Amplitudengang konnte eine bestimmte Dämpfung "d" ermittelt werden, aus der sich das dimensionslose Dämpfungsmaß "D_o" errechnen läßt.

Das Dämpfungsmaß "D_o" wird durch den Quotienten $D_o = \frac{d}{\omega_o}$ ermittelt (Tab.3 und Theorie). Der Wert "D_o" lag bei einem IOP von ca. 15mmHg im Mittel bei 0.2. Sein Einfluß auf die Amplitudengröße veranschaulicht die Abb.2 u.11. Sie zeigen den Kurvenverlauf einer mäßig gedämpften Schwingung, der sowohl beim Erstversuch als auch bei den Reproduktionsversuchen aufgezeichnet werden konnte.

c) PHASENVERSCHIEBUNG

Eine stetige Phasenverschiebung zwischen Erregung und erzwungener Schwingung konnte in allen Fällen beobachtet und gemessen werden.

Versuch Tab.3 und der typische Kurvenverlauf in Abb.11 zeigen einen eindeutigen Schwingvorgang mit mäßiger Dämpfung D_o=0.23 und dem maximalen Vergrößerungsverhältnis V'_{max}=2.03 bei Rf= 325 Hz.

Wie man aus Tab.3 auch entnehmen kann, wurden sowohl negative Phasenwerte, als auch Beträge jenseits der 180-Grad-Grenze gemessen. Dies weist auf einen mehrläufigen Schwinger hin; eine direkte Übertragung vom Erregungssystem konnte ausgeschlossen werden.

V' ist das vom Rechner ermittelte ideale Vergrößerungsverhältnis, das dem gemessenen Amplitudenverhältnis V gegenübergestellt wird.

TABELLE 3: Pos 1 JCL14 9 mmHg, Fo 348Hz, Fi 415 Hz MAE 0.09, MRE 3.05%

Hz	50	100	150	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650	700
φ	-5°	12°	20°	28°	40°	62°	89°	118°	140°	156°	160°	162°	170°	189°
V	1	0.97	1.15	1.37	1.42	1.57	1.86	1.43	1.04	0.58	0.6	0.64	0.39	0.29
V'	0.97	1.03	1.14	1.32	1.61	1.95	1.96	1.48	1.04	0.75	0.57	0.44	0.36	0.31

Man achte in Tab.3 auf die beschleunigte Phasenwertänderung im Resonanzbereich zwischen 300 Hz und 400 Hz. und die anschließend langsame Näherung an die 180-Grad-Grenze (Vergleiche mit Abb.11)

d) MESSPOSITION

Die unterschiedlichen Meßpositionen hatten nur im Bereich des Limbus einen geringen Einfluß auf die Dämpfung "d" und die Phasenverschiebung. Es konnte bei den Amplitudenmaxima lediglich eine Abnahme des Vergrößerungsverhältnisses "V" beobachtet werden (Tab.2).

5.2 RESONANZVERSCHIEBUNG BEI VERSCHIEDENEM IOP

Wie schon in den Phantomversuchen gezeigt werden konnte, ist eine Änderung der Resonanzfrequenz in Abhängigkeit des IOP möglich.

Der IOP wurde bei den 5 Tierversuchen in Tab.4 durch Okulopression und im Tierversuch Tab.5 durch Okulopression und Vorderkammerpunktion geändert. Bei den Versuchen in Tab.4, die an 5 verschiedenen Tagen durchgeführt wurden, lagen die einzelnen IOP bei 14.7, 15.1, 8.9, 9.1 und 9.7 mmHg. Im Versuch Tab.5 stellten sich die Werte 15.6, 9.4 und 1.8mmHg ein. Die 5 Versuche in Tab.4 wurden jeweils einmal wiederholt.

Abb.12 zeigt den graphischen Verlauf der Resonanzverschiebung in Abhängigkeit des IOP. Die Meßposition wurde während des Versuchs Tab.5 nicht geändert.

Die Resonanzverschiebung konnte im Wiederholungsversuch eindeutig gemessen und ausgewertet werden.

TABELLE 4: 5 Versuche mit verschiedenem IOP und Resonanzverschiebung

IOP(mmHg)	Ro(Hz)	Rf(Hz)	MAF	MRF	Rb(Hz)	V_{max}	D_{∞}	Pos
14.7	330	315	0.21	3.59%	145	2.46	0.20	1
15.1	337	325	0.15	3.10%	130	2.82	0.18	2
8.9	250	230	0.10	1.54%	140	2.02	0.25	1
9.1	256	230	0.15	9.57%	170	1.76	0.29	3
9.7	265	240	0.15	8.57%	170	1.84	0.29	4

TABELLE 5: 1 Versuch mit verschiedenem IOP und Resonanzverschiebung

IOP(mmHg)	Ro(Hz)	Rf(Hz)	MAF	MRF	Rb(Hz)	V_{max}	D_{∞}	Pos
15.6	348	325	0.09	6.89%	160	2.09	0.24	1
9.4	264	230	0.12	1.53%	195	1.63	0.32	1
1.8	173	170	0.20	1.20%	75	3.06	0.17	1

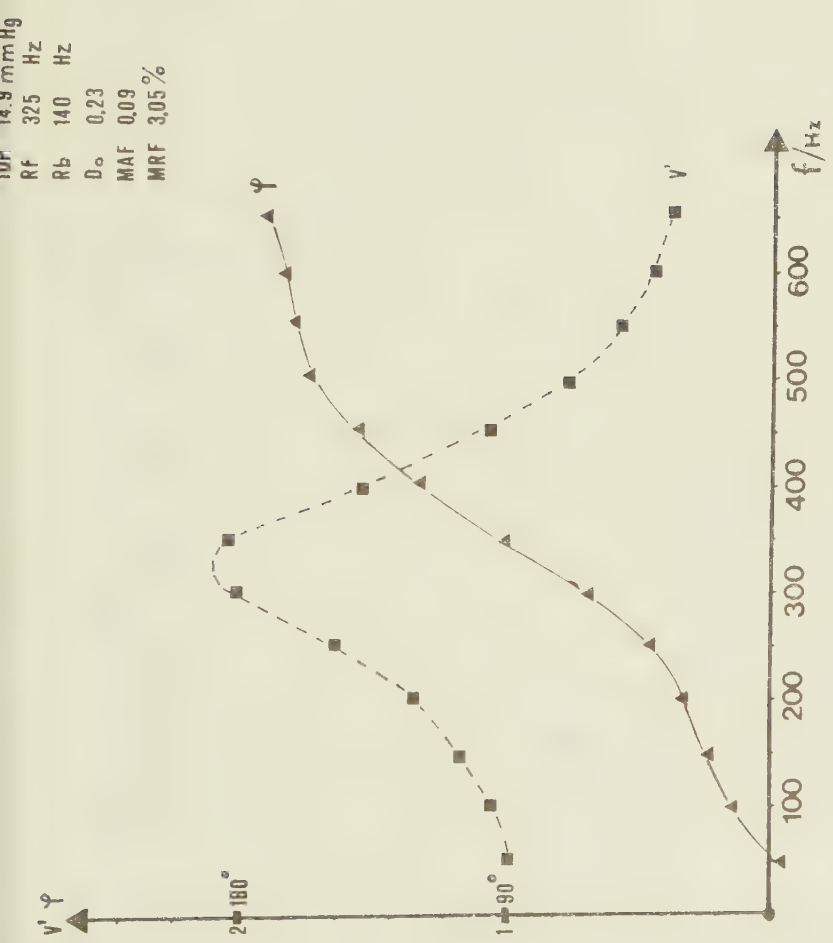

Abb.11: Typische Resonanz am Kaninchenauge mit Phasenverlauf "φ" und Übertragungsfunktion "V'"

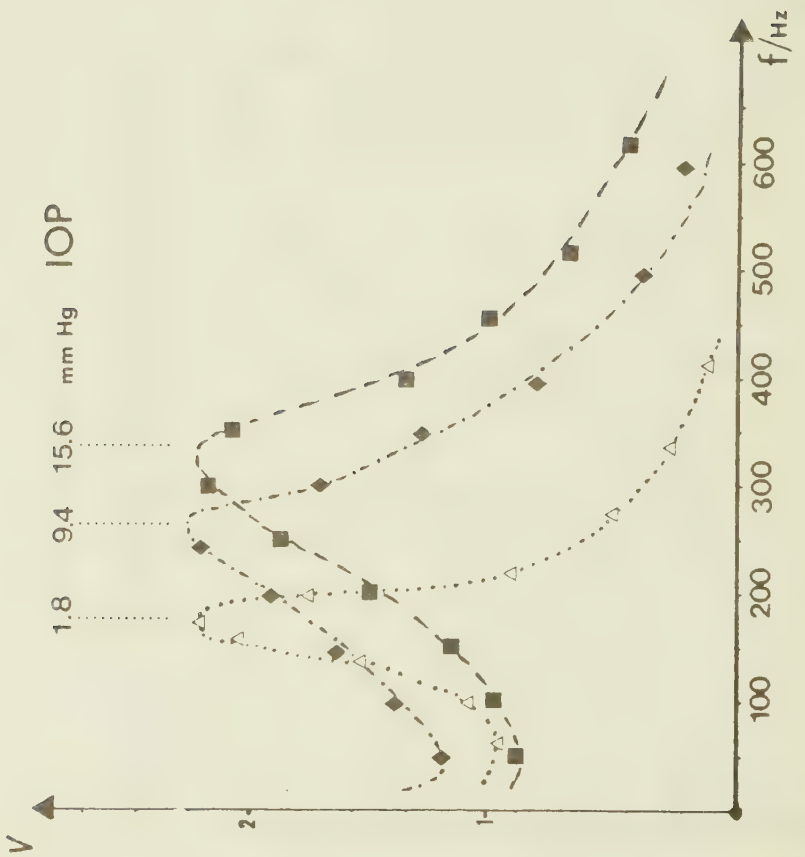

Abb.12: Typische Resonanzverschiebung am Kaninchenauge in Abhängigkeit des IOP

6. DISKUSSION

Mit dem starken Anwachsen des Verkehrsvolumens Mitte der Zwanziger Jahre erkannte man, daß Schwingungen, die von den modernen Verkehrsmitteln ausgehen, teilweise die menschliche Leistung beeinflussen.

Es wurde beobachtet, daß die Besatzung von Aufklärungsflugzeugen nach einer gewissen Beobachtungszeit an Konzentrations- und Sehschärfestörungen litt, die nachweislich durch Vibrationen des Fluggerätes hervorgerufen wurden.

Auch beim Automobil wurde festgestellt, daß Sitzpolster zur unterschiedlichen Beanspruchung des menschlichen Körpers beitragen, wenn durch die Dämpfung des Polsters die Schwingstöße je nach Konstruktionstyp unterschiedlich stark an den Körper weitergegeben werden. "Bei empfindlichen Personen traten bei Benutzung erschütterungsreicher Verkehrsmittel Übelkeit und Kopfschmerzen auf, deren Ursache vielleicht in vielen Fällen allein auf die Erschütterungen zurückzuführen ist" (COERMANN 1938).

Der Körper verfügt zwar über Schutzsysteme, wie z.B. die angewinkelten Beine, die eine sehr wirksame, aktive Absorption der kinetischen Energie gewährleisten, jedoch werden nicht alle Schwingungen und Stöße gleichermaßen optimal vom Körper und dessen Organen verarbeitet.

In einer Studie konnte COERMANN 1968 nachweisen, daß Stöße vom Rechteck-, Sinus-, Cosinus-, Trapez- und Dreiecktyp verschieden stark auf den menschlichen Körper einwirken und sich verschiedene Übertragungsfunktionen für die einzelnen Schwingungsformen ergeben.

Die ersten Ganzkörperuntersuchungen wurden von COERMANN (1938) mit Hilfe eines elektrodynamischen Schwingtisches in einem Frequenzbereich von 15 Hz bis 1 kHz durchgeführt.

Dabei wurde u.a. die Beobachtung gemacht, daß Schwingungen über 140 Hz nicht mehr an den Kopf weitergeleitet werden; d.h. , bei diesem Versuchsaufbau standen die Frequenzen oberhalb der 140-Hz-Grenze für ophthalmologische Untersuchungen nicht mehr zur Verfügung.

Die bei diesem Versuch gemessenen Sehschärfestörungen waren stark amplitudenabhängig und traten in dem Bereich 60 Hz bis 80 Hz am deutlichsten hervor. Die einzelnen Maxima wurden jedoch mittelbar durch die Übertragungsfunktion Tischamplitude/relative Sehstörung ermittelt.

Da es sich bei dem Sehschärfetest um einen indirekten, subjektiven Reaktionszeittest vor und nach den Schwingungseinwirkungen handelt, darf bezweifelt werden, daß es sich bei diesen dargestellten "Resonanzstellen" um eine echte Resonanz des Bulbus im Sinne der Schwingungslehre handelt.

Der von COERMANN angegebene Dämpfungsfaktor von 0,6 liegt in einem Bereich, bei dem schon von einer stark gedämpften Schwingung gesprochen werden muß, da mit dem Wert $D = 0.7$ der aperiodische Grenzfall erreicht ist, bei dem jede Schwingung unterdrückt wird (s. Abb. 1).

Jenseits dieses Wertes ($D > 0.7$) geht das gesamte Schwingsystem in den sogenannten Kriechfall über, bei dem sich eine Schwingung aufgrund der hohen Dämpfung überhaupt nicht mehr entwickeln kann (s. Abb. 2).

Es darf vielmehr angenommen werden, daß bestimmte Schwingungsformen verstärkt den Kopf betreffen und hier, sekundär, zu neurologischen und physiologischen Ausfallerscheinungen, wie z.B. Sehschärfestörung aufgrund von Durchblutungsstörungen im Retinabereich führen.

Das Problem, der in-vivo-Resonanz von Einzelorganen liegt darin, den Körper nicht als einfaches Feder-Masse-System zu betrachten, sondern ihn wegen seines komplexen Aufbaus als einen zusammengesetzten, ein sogenannten mehrläufigen Schwinger zu begreifen.

Ein sehr gut erreichbares Einzelorgan für Resonanzmessungen ist der Zahn; er ist elastisch im Zahnhalteapparat (Desmodont) aufgehängt und gelagert.

Zur Frage der Stoßdämpferwirkung des Zahnhalteapparates konnte KORBER 1980 in einem Perkussionsdiagramm zeigen, daß das Organum dentale in der Lage ist Schwingungen auszuführen.

An einem Frontzahn wurde durch einen Nadelimpuls eine Resonanzfrequenz von 2.8kHz gemessen; das aus dem Diagramm errechenbare natürliche Dämpfungsmaß beträgt dabei D=0.3, ein Wert, der realistisch ist und auch beim Augenversuch bestimmt werden konnte.

In einer Untersuchung über die Erträglichkeit von Stößen am Menschen beschreibt COERMANN (1968) den menschlichen Körper in einem Bereich bis zu 9 Hz als ein einfaches, lineares Feder-Masse-System, dessen Resonanzfrequenz um 1 Hz liegt und dessen Dämpfungsmaß gleichfalls mit 0.3 angegeben wird.

Die von COERMANN angegebenen Resonanzfrequenzen von Herz, Wirbelsäule etc basieren auf Berechnungen theoretischer Modelle und konnten im Versuch nicht eindeutig nachgewiesen werden, sind also nur als Näherung zu verstehen.

Auch die Autoren DUFUIS und HARTUNG arbeiteten bei ihren Untersuchungen 1979 mit einer mittelbaren Methode, indem sie den Schädel eines Primaten in Schwingung versetzten, um den Bulbus so indirekt zum oszillieren anzuregen.

Die Übertragungsfunktion Beschleunigung-Schädel/Beschleunigung-Bulbus wurde mit zwei Beschleunigungsaufnehmern ermittelt, deren Gewicht mit 0.5 Gramm angegeben wird und die , wie schon erwähnt, auf die Sklera aufgenäht wurden.

Diese zum Gesamtgewicht des Bulbus nicht zu vernachlässigende Massezunahme müßte im Ergebnis berücksichtigt werden ; offensichtlich wurden keine Eichversuche zur Ermittlung der Eigenfrequenz der Beschleunigungsaufnehmer durchgeführt.

Wie schon einleitend gesagt, ermittelten DUPUIS und HARTUNG in ihrem Meßbereich Maxima der Übertragungsfaktoren im Bereich zwischen 12.5 und 40 Hz.

Die durch die Dämpfung begrenzte Schwingfähigkeit des Schädels reglementierte den Meßbereich am Auge und führte so zu unvollständigen Meßergebnissen, die vielleicht voreilig zum Schluß führten, daß oberhalb der 140 Hertz-Grenze eine Resonanz nicht mehr auftritt.

Obwohl die Beschleunigungsversuche nur bis zu einer Frequenz von 80Hz durchgeführt wurden, wird von DUPUIS und HARTUNG ein weiterer Kurvenanstieg oberhalb von 63 Hz angegeben.

Ein anschließender Humanversuch, der 1980 von DUPUIS und HARTUNG durchgeführt wurde, bediente sich im wesentlichen der gleichen Beschleunigungstechnik mit dem Unterschied, daß die Übertragungsfunktion mit Hilfe eines Lichtpunkteverfahrens in Videotechnik gewonnen wurde. Da ein Frequenzbereich wie bei den Tierversuchen gewählt wurde (8-80 Hz), ist diese Studie nicht vollständig interpretierbar. Informationen über höhere Frequenzen fehlen und die Ergebnisse des Primatenversuchs wurden vermutlich nur wiederholt.

Es kann keinesfalls bestritten werden, daß bei einem mehrläufigen Schwingungssystem, zu dem auch das Auge mit all seinen akzessorischen Gewebeanteilen gezählt werden muß, mehrere Amplitudenmaxima auftreten können.

Vorsicht ist angeraten, schon beim ersten Maximum von einer Resonanz zu sprechen, wenn ein breiteres Frequenzspektrum noch nicht vollständig untersucht ist und etwaige, u.U. meßbare Parameter wie IOP, Dämpfung und Phasenverschiebung in die Bewertung miteinbezogen werden können.

Zur Frage der Dämpfung und Resonanz des Kaninchenauges liefert der ballistische Kontusionsversuch von KREUTZER u. Mitarbeiter 1962 mehrere interessante Aspekte.

Grundsätzlich bildet auch dieses Meßsystem ein Näherungsverfahren. Durch die Invasion des Druckaufnehmers wurde das Meßobjekt Auge auch hier verändert. "Da jedoch die ermittelte Eigenfrequenz des Systems gegenüber der Schwingungsfrequenz des Augeninnendruckes (IOP) sehr hoch lag", also außerhalb des kritischen Bereichs (Resonanzbereich), "waren nur geringe Störungen des Druckprofils zu erwarten"(KREUTZER).

Die nach der Kontusion ermittelte Kurve zeigt das Profil einer gedämpften Schwingung mit einer errechenbaren Resonanzfrequenz von ca. 300 Hz. Das meßbare Dämpfungsverhältnis beträgt dabei ca. 1.4 (Quotient zweier aufeinanderfolgender Amplituden). Das hieraus errechenbare natürliche Dämpfungsmaß beträgt D= 0.07

Das geringe Dämpfungmaß weist auf drei interessante Tatsachen hin:

1) Die Dämpfung zeigt bei Stößen ein anderes Resultat bezüglich der Maximalamplitude als bei erzwungenen Schwingungen (CORMANN 1968, ARNOLD 1973).

2) Bei einer geringen Dämpfung liegt die Resonanzfrequenz nahe der Eigenfrequenz des freien Oszillators.

3) Die kinetische Energie, welche zur Anregung aufgewandt wurde, hatte nicht mehr den entscheidenden Einfluß auf die Resonanz, d.h. die hohe kinetische Energie von 74 mJ bzw. 37 mJ, die bis zum sechzigfachen (1000mmHg) des normalen IOP-Wertes (15mmHg) führte, bewirkte sicherlich einen Kennliniendrift der Viskoelastizität in den nicht linearen Bereich.

Eine Verschiebung zwischen Resonanzfrequenz und freier Eigenfrequenz läßt sich nur durch eine übermäßig hohe Dämpfung erreichen. Daß das berechnete Dämpfungsmaß D= 0,07 so gering ausfällt mag daran liegen, daß bei einer Stoßbelastung Impulskräfte auftreten, die während einer erzwungenen Schwingung vernachlässigbar klein sind und nur bei hohen Frequenzen mit großen Amplituden, d.h. nur bei großen Beschleunigungswerten auftreten, im Versuch also nicht zu erwarten sind.

Die im eigenen Versuch gewonnen Werte des Dämpfungsmaßes, die zwischen D_{∞}=0.16 und 0.3 (s.Tab.2-5) liegen, unterstreichen dagegen das viskoelastische Verhaltensmuster des Bulbus.

Vergleicht man das Dämpfungsmaß D_{∞}= 0.2-0.3 mit den von PENKOV (1966) bei verschiedenem IOP gewonnenen Elastizitätskoeffizienten, so kann folgendes gesagt werden:

Ein Dämpfungsmaß D_{∞}= 0 ist gleichbedeutend mit einer idealen Elastizität und entspricht dem Elastizitätskoeffizienten 1.

Ein Dämpfungsmaß D_{∞}> 0.7 signalisiert den Übergang Elastizität-Plastizität und deutet auf einen E-koeffizienten von E< 0.5.

PENKOV konnte in vitro E-koeffizienten von 0.73 bis 0.83 messen, die dem Dämpfungsmaß D_{∞}= 0.2 äquivalent sind.

Die Ergebnisse zeigen, daß das Auge über eine mäßige Elastizität verfügt und eine Änderung des IOP auf das elastische Verhalten deutlichen Einfluß nimmt

Die von KREUTZER u. Mitarbeitern ermittelte Frequenz von 300 Hz ist nach allen Überlegungen und Kalkulationen durchaus im Bereich der tatsächlichen Resonanzfrequenz anzusiedeln. Auch ein höheres Dämpfungsmaß um den Faktor 5 (D_r=0.3) würde keine wesentliche Frequenzverschiebung hervorrufen (Gl.V).

Die eigenen Resonanzen, die an verschiedenen Tagen gemessen wurden und eindeutig reproduzierbar waren, lagen bei einem mittleren IOP von 15mmHg bei 310 Hz.

Der absolute Wert der Maximalamplitude war an der Resonanzstelle nicht immer betragsgleich. Meßtechnisch bedingt wurde durch unterschiedlichen Adaptionsdruck des Erregungssystems am Auge und durch Änderung der Meßposition eine Betragsänderung der Übertragungsfunktion des Systems Erregung-Auge-Sensor hervorgerufen. Um die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können, wurde der mittlere relative Fehler (MRF) der einzelnen Kurven berechnet (Tab.2)

Ein wichtiger Parameter, der bis heute in keiner veröffentlichten Studie erwähnt wird, ist die Phasenverschiebung, die bei einem schwingfähigen System zwischen erregender Kraft und erzwungener Schwingung auftritt.

Anhand der Kurvenform einer Phasenverschiebung lassen sich, ohne vorherige Kenntnis der Maximalamplitude und der Dämpfung diese aus der Kurve ablesen bzw. berechnen.

Mit Hilfe der FOURIER-Analyse läßt sich das Eingangssignal (Erregungsamplitude) in eine FOURIER-Reihe zerlegen, deren einzelne Glieder um den Übertragungsfaktor "V" vergrößert werden und um"φ" phasenverschoben sind.

Hat die untersuchte Kurve ein oder mehrere Maxima, so liegt eine von Glied zu Glied unterschiedliche Vergrößerung "V" vor, so daß die FOURIER-Koeffizienten des Ausgangssignals andere gegenseitige Verhältnisse besitzen als die des Eingangssignals. Dadurch ändert der Ausgang nicht nur seine Größe, sondern auch zusätzlich die Form seines Weg-Zeit-Diagramms; das Ausgangssignal ist um "φ" phasenverschoben.

Die Darstellung der Phasenverschiebung kann somit als wichtiges Hilfsmittel zur Bestimmung einer etwaigen Resonanz herangezogen werden, da sie amplitudenunabhängig ist (Abb.2) und die Möglichkeit besteht, mit sehr kleinen, atraumatischen Auslenkungen zu arbeiten.

Eine Schwierigkeit, die Phasenverschiebung eines oszillierenden Systems aufzuzeichnen liegt in der Natur der Meßbarkeit und somit an den Voraussetzungen, die erfüllt werden müssen.

Zu messende Frequenzen müssen außerhalb des kritischen Bereiches des Meßsystems liegen, um den Einfluß von dessen Eigenschwingung möglichst klein zu halten. Der Meßbereich erfaßte in den vorliegenden Versuchen Frequenzen von 30 Hz bis 900 Hz; die mögliche Eigenresonanz des Meßsystems lag bei über 4kHz.

Die Sensoren für Eingangs- und Ausgangssignal waren nahe genug am Meßobjekt Auge zu stationieren, um Umgebungseinflüsse aus der Messung fernzuhalten.

Die direkte Phasenverschiebung (Eichung) zwischen Eingangs- und Ausgangssensor mußte im gesamten Meßbereich nahezu konstant sein, um in die Messung des Phasendetektors miteinbezogen werden zu können.

Im direkten Phasenvergleich wurde über den gesamten Meßbereich eine konstante Phasenverschiebung von 24-49 Grad gemessen (Tab.1, Abb.6), die dann lediglich zum tatsächlichen Meßergebnis addiert werden mußte.

Diese Konstanz der Phasenverschiebung zeigt, daß die Resonanzfrequenz des Meßsystems weit außerhalb des kritischen Bereiches liegt!

Da bei allen Versuchen eine Phasenverschiebung nachzuweisen war, deren Phasenwerte sich analog Abb.11 änderten, konnte immer eine Resonanz unabhängig vom Amplitudengang aufgezeichnet und bestimmt werden.

Daß die experimentell ermittelte Kurve der Phasenverschiebung in Abb.11 im negativen Bereich beginnt und die 180-Grad-Grenze überschreitet, liegt daran, daß einerseits das Auge im Theoretischen sowie letztlich im Experiment als mehrläufiges Schwingsystem angesehen werden muß.

Die Ergebnisse aus dem Phasenversuch verdeutlichen zweierlei:

1) Es konnte gezeigt werden, daß bei Erregung des Auges eine Änderung der Phase über der Frequenz erfolgt. Die Änderung erfolgte amplitudenunabhängig.

2) Die Resonanzstelle im Phasen-Frequenzdiagramm ($\varphi = 90°$) fällt mit der Resonanzstelle im Amplituden-Frequenzdiagramm zusammen (Abb.11).

Es stehen hiermit zwei Untersuchungsmethoden zur Verfügung, das biomechanische Schwingverhalten des Bulbus unabhängig voneinander zu untersuchen.

Die verschiedenen Meßpositionen hatten keinen Einfluß auf die Phasenverschiebung. Lediglich das Dämpfungsverhalten änderte sich, wenn im Bereich des Limbus die Schwingung abgenommen wurde.

Die Ursache dafür ist vermutlich, daß wegen der Übergangssituation Kornea-Sklera die Tension im Limbusbereich mindestens zweimal so hoch ist wie im Kornealbereich , da der Krümmungsradius der Kornea kleiner ist als der der Sklera (MAURICE 1984). An Rinderskleren konnte ISCHREYT schon 1899 zeigen, daß die Bruchdehnung im Limbusbereich um das dreifache höher liegt wie im vorderen meridionalen Abschnitt der Skleralkapsel.

CKADA konnte 1957 nachweisen, daß bei der menschlichen Hornhaut der Rückstoß im Hornhautscheitel größer ist, als im Bereich des Limbus.

Die Frage nach dem Resonanzverhalten bei Änderung des IOP konnte, wie schon im Vorversuch, auch in-vivo geklärt werden.

Im Phantomversuch wurde gezeigt , daß ein eindeutiger Zusammenhang zwischen Druckänderung und Resonanz besteht. Ein Druckanstieg korrelierte mit dem Anstieg der Resonanzfrequenz. Leider war es in vivo nicht möglich, den IOP so deutlich zu erhöhen, wie es für die Simulation eines Glaukoms erforderlich gewesen wäre.

So mußte auf dem Wege der Drucksenkung eine Lösung gefunden werden; mittels Okulopression des Bulbus konnte dessen IOP von 15.6 mmHg auf 9.4 mmHg abgesenkt werden. Beim Messen stellte sich eine neue Resonanz ein, die bei ca. 250 Hz lag. Ein weiteres Absenken des IOP war auf palpatorischem sowie medikamentösem Wege nicht mehr möglich, so daß auf die Parazenthese der Vorderkammer zurückgegriffen wurde; der einzige traumatische Eingriff, der während der ganzen Versuche erfolgte.

Die Parazenthese ließ den IOP auf einen nicht meßbaren Druck abfallen und verschob die Resonanzfrequenz in den Bereich um 170 Hz. Die gemessenen 1.8mmHg dürften durch die Hornhautrigidität bedingt sein.

Die Dämpfung änderte sich dabei nur unwesentlich, lag bei den 4 Versuchen mit IOP 8.9-9.7mmHg zwischen D_{δ} = 0.25 und D_{δ} = 0.32 und fiel im Fall 1.8mmHg sogar auf den Wert D_{δ} 0.17 ab.

Dieser Abfall der Dämpfung zeigt, daß das Schwingsystem "Auge" mit dem Abfall des IOP einen neuen Zustand erreichte, bei dem sich eine Resonanzverschiebung ergibt, jedoch die viskoelastischen Eigenschaften erhalten bleiben und die Dämpfung nicht den entscheidenden Einfluß auf die Resonanz nimmt.

OKADA demonstrierte 1960 in einer ballistischen Versuchsreihe, daß beim einfachen Glaukom mit und ohne hohem IOP eine erhöhte Cornealrigidität zu beobachten war. Er nahm an, daß die Veränderung der Rigidität durch das chronische Glaukom hervorgerufen wird.

Unbestreitbar wird beim chronischen Glaukom die Struktur des Bindegewebes merklich verändert, so daß durch eine erhöhte Rigidität eine Änderung des Resonanzverhaltens des Auges erwartet werden kann.

Dieses Verhalten soll in einer Versuchsreihe an Patienten geklärt werden, die an akutem und einfachen Glaukom erkrankt sind.

Sicher wird die viskoelastische Eigenschaft des Bulbus unter Änderung des IOP beeinflußt; zur genauen Klärung jedoch sind noch weitere experimentelle Arbeiten am Patienten durchzuführen.

Der hier vorgestellte Versuchsaufbau erfüllt die geforderten klinischen als auch experimentellen Voraussetzungen und soll im Humanversuch eingesetzt werden.

7. ZUSAMMENFASSUNG

Das biomechanische Schwingverhalten des Kaninchenauges in vivo mit besonderer Berücksichtigung der Resonanz ist Hauptbestandteil der vorliegenden Untersuchung.

Das Dämpfungsverhalten und seine Änderung bei verschiedenen intraokulären Drücken sollte dabei neben der Resonanzverschiebung als ein weiteres Maß für die Viskoelastizität herangezogen werden.

Dazu wurde ein neuartiges elektrodynamisch-optisches Meßsystem konstruiert, das die bei vorausgegangenen Untersuchungen angewandten ballistischen oder invasiven Methoden ersetzen sollte.

Nach verschiedenen Versuchen an einem "Phantomauge" konnte ein Meßsystem zum Einsatz gebracht werden, welches in der Lage war, auch eine komplizierte, amplitudenunabhängige Phasenmessung zu beherrschen, wobei im Versuchsablauf nur mit kleinsten Erregungsamplituden im Bereich von 0.1-0.3 Millimeter gearbeitet werden konnte.

Im Verlauf der Tierversuche wurde ein Resonanzverhalten des Bulbus beim Kaninchen eindeutig aufgezeichnet und ausgewertet.

Die Messwerte wurden mit Hilfe eines Approximierverfahrens im Rechner ausgewertet.

Die vom Rechner ermittelten Resonanzfrequenzen und Dämpfungsmaße wurden durch die vom Phasendetektor gemessenen Werte ergänzt und bestätigten in allen Versuchen den Charakter einer mäßig gedämpften Schwingung (D_L= 0.16-0.3).

Die verschiedenen gewählten Meßpositionen übten dabei nur einen geringen Einfluß auf den Schwingvorgang aus; lediglich im Bereich des Limbus war wegen der hier höheren Tension ein minimaler Anstieg des Dämpfungsmaßes zu verzeichnen.

Es konnte gezeigt werden, daß ein unmittelbarer Zusammenhang zwischen Intraokulärem Druck "IOP" und Resonanzfrequenz "Rf" besteht.

Bei Änderung des IOP verschob sich die Resonanzfrequenz derart, daß sie bei einer Erhöhung des IOP anstieg und entsprechend bei einer Senkung des IOP abfiel. Diese Versuche waren auch nach Tagen reproduzierbar.

Da sich die Dämpfung während aller Versuche unwesentlich änderte, war es im Tierversuch methodisch schwierig abzuklären, ob eine Resonanzverschiebung nur durch eine Änderung des IOP oder auch durch unterschiedliche Rigiditäten der Sklera und Kornea hervorgerufen wird.

Neue Erkenntnisse darüber sollen durch die experimentelle Untersuchung am Patienten mit Glaukomerkrankung gewonnen werden.

8. LITERATURVERZEICHNIS

ARNOLD, G.: On the biomechanical function of the liver capsule: Separatum Experientia, 1089-1091, 1977

ARNOLD, G.: Zur Untersuchung von Gewebsstücken aus der menschlichen Aorta mit einer Zugprüfmaschine und rheologischen Verfahren; G-I-T Fachzeitschrift für das Laboratorium , 627-630, Juni 1974

ARNOLD, G.: Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen; Z. Anat. Entwickl.-Gesch. 143, 263-300, 1974

ARNOLD, G.: Experimentelle Untersuchung zur Gewebsmechanik menschlicher Sehnen unter dem Gesichtspunkt der funktionellen Eignung bei physiologischer und übermäßiger Belastung. Z. für Orthopädie, 113, 655-659, 1975

ANDREASSEN, T.-T. et al.: Biomechanical Properties of Keratoconus and Normal Corneas. Exp. Eye Res. 31, 435-441, 1980

BERKLEY, D.A.: Influence of Intraocular Pressure on Corneal Fluid Pressure, Tissue Stress and Thickness. Exp. Eye Res. 11, 132-139, 1971

BUDO', A.: Theoretische Mechanik. VEB Deutscher Verlag d. Wissenschaften 1967

COERMANN, R.R. und Lange: Visual Acuity under Vibration. Human Factors, 291-300, 1962

COERMANN, R.R.: Theorie der Erträglichkeit von Stößen für den Menschen. Forschungsbericht weltraumforschung, 1968

COERMANN, R.R.: Untersuchung über die Einwirkung von Schwingungen auf den menschlichen Organismus. Jahrb. der Dtsch. Luftfahrtforschung III, 111-142 , 1938

DEKKING, H.M., COSTER, H.D.: Dynamic Tonometry. Ophthalmica 154, 59-74,

DUPUIS, H., HARTUNG, E.: Tierexperiment zur Ermittelung des biomechanischen Schwingverhalten des Bulbus. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal., 210, 167-174 , 1979

DUPUIS, H., HARTUNG, E.: Ermittlung des biomechanischen Schwingverhaltens menschlicher Bulbi mit Video-Technik. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal., 213, 245-250 , 1980

EHLERS, N.: Mechanical Factors in the Maintenance of normal corneal Deturgescence. Acta Ophthalmologica 45, 658-671, 1967

FOSTER, S., YAMAMOTO, G.K.: Ocular Rigidity in Keratoconus. American J. of Ophthal., 86, 802-806 , 1978

GREEN, P., McMAHON, T.A.: Scleral Creep vs. Temperatur and Pressur in vitro. Exp. Eye Res. 29, 527-537 , 1979

GLOSTER, J., PERKINS, E.S. and POMMIER, M.-L.: Extensibility of Strips of Sclera and Cornea. Brit. J. Ophthal. 41, 103-110 , 1957

HIBBARD,R.R., LYON,C.S., SHEPERD,M.D., McBAIN,E.H. and McEWEN,W.K. Immediate Rigidity of an Eye. Exp. Eye Res.9,137-143 ,1970

ISCHREYT,G.: Zur Mechanik der Skleren. Graefe's Arch. f. Ophthal. Bd.XLVI, 677-705, 1898

ISCHREYT,G.: Anatomische und physikalische Untersuchung der Rindersklera. Graefe's Arch. f. Ophthal. 384-419, 1899

KORBER,K.: Zahnärztliche Prothetik. Bd.I ,Thieme Verlag Stuttgart 14-35 ,1980

KROLL,P., STOLL,W., KIRCHHOFF,E.: Kontusions-Sog-Trauma nach Ballverletzungen. Klin. Mbl.Augenheilk.182,555-559 ,1983

KREUTZER,P.H., SONDERMEYER,W., PETROWICZ,O.: Intraoculares Druckverhalten während Augenprellung. Eine experimentelle Studie. Fortschr. der Ophthal. 80,439-441 ,1983

LIPPMANN: Schwingungslehre. Bibl. Inst. Mannheim 1968

MACRI,F.J., WANKO,T., GRIMES,A.: The Elastic Properties of the Human Eye. Arch. of Ophthal. 60,1021-1026 ,1958

MAURICE,D.M.: The Cornea and Sklera, in The Eye, Vol.1B, Ed. H.Davson, Academic Press, Orlando, 30-33, 1984

MAURICE,D.M.: A New Vibrational Tonometer, Experiments on enucleatet Eyes. Pers. Mitteilung 1983

MALESSA,P., ROCKENFELLER,K., PAK,M.A., ROTH,P.-P.: Volume Elasticity of the Ocular Avascular Compartment in vivo and post mortem. Biol. Cybernetics 43,29-34 ,1982

McBAIN,E.H.: Tonometer Calibration. Arch. of Ophthal., Vol.60, 1080-1091 ,1958

McEWEN,W.K., HELEN,R.ST.: Rheology of the Human Sclera. Ophthalmologica 150,321-346 ,1965

McEWEN,W.K.: Difficulties in Measuring Intraocular Pressur and Ocular Rigidity. Glaucoma, Symp. Tutzing Castle, 97-125, 1966

NYQUIST,G,W,: Rheology of the Cornea, Experimental Techniques and Results. Exp. Eye Res. 7,183-188 ,1968

OHLBAUM,M.K.: Mechanical Resonant Frequency of the Human Eye in Vivo. Aerospace Medical Research Laboratory, Dissertation Ohio 1976

OKADA,H.: Studies on corneal rigidity.I) Ballistic Measurment of Corneal Rigidity. Dept. of Ophthal., Tokyo, J.clin. Ophthal.12,366-377 ,1958; Zit. Zbl. Ophthal. Bd.76,161, 1959

OKADA,H.: Studies on corneal rigidity. V) Ballistic Corneal Rigidity in glaucomatous Eyes. Dept. of Ophthal., Tokyo, Acta Soc. ophthal, 64,225-230 ,1960; Zit. Zbl. Ophthal. Bd.80,109, 1960

PENKOV,M.A.: Determination of elastic properties of the eyes by ballistometric procedurs. Zit. Zbl. Ophthal. 97,378, 1967

SHCENBERGER,R.W.: Human Response to Whole-Body-Vibration. Perceptual and Motor Skills,34,127-160 ,1972; Zit. n. DUPUIS u. HARTUNG

VAUGHAN,D. ASBURY,T.: Ophthalmologie. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo 1983

VIERNSTEIN,L.J., COWAN,M.: Static and Dynamic Measurments of the Pressur-Volume Relationship in Living an Dead Rabbit Eyes. Exp. Eye Res. 8,183-192 ,1969

VOGELSANG,K : Zur Elastometrie des Auges. Verslg. d. ophthalm. Ges. Heidelberg, Bd.46,61-64 ,1927

VOGELSANG,K: Ballistische Elastometrie und Auge. Verslg. d. ophthalm. Ges. Heidelberg, Bd.48,106-112 ,1930

VOGELSANG,K: Vergleichende Untersuchung über die Sensibilität von Bindehaut und Hornhaut. Klin. Monatsbl.f. Augenheilkunde Bd.80,608-611, 1928

VOGELSANG,K: Über Elastizitätsmessung am Auge. Arch. f. Augenheilkunde , Bd.103, 357-423, 1930

Herrn Professor Dr. J. Wollensak danke ich für das Überlassen des Themas und seine freundliche Unterstützung bei der Arbeit.

Herrn Dr.Dr. T. Seiler danke ich insbesondere für seine ständige Bereitschaft, alle bei der Durchführung der Arbeit aufgetretenen Probleme zu diskutieren.

Herrn Dr. R. Tausch-Treml danke ich für sein freundschaftliches Interesse und seine willkommene Kritik.

LEBENSLAUF

23. Mai 1952	geboren in Stuttgart als Sohn des Industriekaufmanns Carl-Ernst Arp und seiner Ehefrau Ingeborg, geborene Rheinen
1959 - 1968	Besuch der Stauffenberg-Grundschule und des Friedrich-Schiller-Gymnasiums in Fellbach bei Stuttgart
1968 - 1973	Besuch des Humboldt-Gymnasiums in Tegel mit abschließender Reifeprüfung
1973 - 1980	Studium der Elektrotechnik an der TUB mit Vordiplom
1980 - 1985	Studium der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde an der Freien Universität Berlin
Februar 1986	Approbation als Zahnarzt

Ich bin seit November 1982 verheiratet und Vater zweier Kinder

Papyrus-Druck GmbH Berlin ☎ 3416451
Dissertationen

Berlin 1986